

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03136659.7

A61B 5/021 (2006.01)

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/0245 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2007 年 4 月 4 日

[11] 授权公告号 CN 1307937C

[22] 申请日 2003.5.22 [21] 申请号 03136659.7

[73] 专利权人 香港中文大学

地址 香港新界

[72] 发明人 张元亭 叶 龙 潘少恒

[56] 参考文献

JP4 - 89029A 1992.3.23

JP8 - 583A 1996.1.9

CN86102111A 1987.2.4

审查员 栾志超

[74] 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

代理人 杨生平 杨红梅

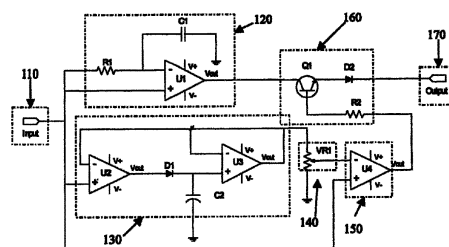
权利要求书 5 页 说明书 10 页 附图 5 页

[54] 发明名称

信号顶端点搜寻装置和方法以及其在血压测量中的应用

[57] 摘要

本发明公开了一种信号顶端点搜寻装置，该装置包括多个运算放大器、数种电容、电阻、可变电阻、二极管及晶体管。它可被用于测量人体所发放的心电图信号 (Electrocardiogram - ECG) 或是光体积变化描记信号 (Photoplethysmograph - PPG) 的顶端点，这些顶端点可被用于人体血压的测量。另外，本发明还公开一种信号顶端点搜寻方法以及其在血压测量中的应用。本发明的装置可被应用于但不限于无损式、连续式及无腕带气囊式血压计，其目的在于简化后期的信号处理，例如信号顶端点搜寻程序。因此可选用一些运算速度比较慢的信号处理器作信号分析。与常用的信号处理器相比，不但价钱比较低和省电，而且由于程序简化了，开发处理器的时间亦相对减少，大大增加成本效益。



1. 一种信号顶端点搜寻装置，包括：

输入端，用于输入待测信号；

电流转向检测电路，用于根据待测信号的输入电流方向而输出相应的信号；

顶端点检测电路，用于检测待测信号的顶端点，使其输出信号的幅度尽量维持在顶端点附近，并使其输出信号接近为有一定幅度的直流信号；

幅度调节电路，用于调节其输入信号的幅度；

幅度比较电路，用于对其输入信号的幅度进行比较，并根据比较结果输出相应的信号；

开关电路，用于在控制信号的控制下使其通过的信号被导通或切断；以及

输出端，用于将信号输出至外部，

其中，待测信号通过所述输入端、所述顶端点检测电路以及所述幅度调节电路被输入至所述幅度比较电路的一端，待测信号还通过所述输入端被直接连接至所述幅度比较电路的另一端，所述幅度比较电路对两个所述输入信号的幅度进行比较，并将比较结果信号输出至所述开关电路的控制端以作为其控制信号，所述开关电路根据该控制信号的控制，将来自所述输入端并经由所述电流转向检测电路输入的信号通过所述输出端输出至外部，或者切断所述电流转向检测电路与所述输出端的连接。

2. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，由所述电流转向检测电路通过所述开关电路输出至所述输出端的信号为方型脉冲信号，并且所述方型脉冲信号与所述待测信号的顶端点具有对应的关系。

3. 根据权利要求2所述的装置，其特征在于，当所述方型脉冲信号的下降沿所对应的所述待测信号极值点的幅度与所述待测信号顶端点的幅度之比等于或超过预定比值时，所述方型脉冲信号的该下降沿对应的极值点视为所述待测信号的顶端点。

4. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述待测信号为能够反映出人体生理特征的信号。

5. 根据权利要求 4 所述的装置，其特征在于，所述人体生理特征信号为心电图信号。

6. 根据权利要求 5 所述的装置，其特征在于，所述输入端被连接至心电图信号的感应器，并且此时所述装置测量的信号顶端点为心电图信号中的 R 型波信号的顶端点。

7. 根据权利要求 4 所述的装置，其特征在于，所述人体生理特征信号为光体积变化描记信号。

8. 根据权利要求 7 所述的装置，其特征在于，所述输入端被连接至光体积变化描记信号的感应器，并且此时所述装置测量的信号顶端点为光体积变化描记信号的顶端点。

9. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述顶端点检测电路包括第一运算放大器、第二运算放大器、二极管以及电容，

其中，所述第一运算放大器的同相输入端与所述装置的所述输入端相连，其反相输入端与所述第二运算放大器的反相输入端及输出端相连，所述第一运算放大器的输出端通过所述二极管连接至所述第二运算放大器的同相输入端，所述第二运算放大器的同相输入端通过所述电容接地。

10. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述装置的所述输出端被连接至一信号处理器，该信号处理器用于对所述装置的输出信号进行处理。

11. 一种利用权利要求 1 所述的装置进行信号顶端点搜寻的方法，包括以下步骤：

- 1) 通过所述装置的所述输入端输入待测信号;
- 2) 利用所述电流转向检测电路对待测信号进行电流转向检测, 并输出相应的信号; 以及
- 3) 从所述电流转向检测电路输出的信号中选择出与待测信号的顶端点相关的信号并输出该信号。

12. 根据权利要求 11 所述的方法, 其特征在于所述步骤 3) 进一步包括以下步骤:

- 3-1) 利用所述装置的所述顶端点检测电路检测待测信号的顶端点, 使其输出信号的幅度尽量维持在顶端点附近, 并使其输出信号接近为有一定幅度的直流信号;
- 3-2) 利用所述装置的所述幅度调节电路对所述顶端点检测电路的输出信号的幅度进行调节;
- 3-3) 利用所述装置的所述幅度比较电路对通过所述输入端输入的待测信号的幅度与所述顶端点检测电路的输出信号的幅度进行比较, 并产生比较结果信号; 以及
- 3-4) 利用所述比较结果信号作为控制信号对所述开关电路进行控制, 以导通或者切断所述电流转向检测电路向所述装置的所述输出端输出的信号。

13. 根据权利要求 12 所述的方法, 其特征在于, 由所述电流转向检测电路通过所述开关电路输出至所述输出端的信号为方型脉冲信号, 所述方型脉冲信号与所述待测信号的顶端点具有对应的关系。

14. 根据权利要求 13 所述的方法, 其特征在于, 当所述方型脉冲信号的下降沿所对应的所述待测信号极值点的幅度与所述待测信号顶端点的幅度之比等于或超过预定比值时, 所述方型脉冲信号的该下降沿对应的极值点视为所述待测信号的顶端点。

15. 根据权利要求 11 所述的方法, 其特征在于, 所述待测信号为能够反映出人体生理特征的信号。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述人体生理特征信号为心电图信号。

17. 根据权利要求 16 所述的方法，其特征在于，所述输入端被连接
5 至心电图信号的感应器，并且此时所述装置测量的信号顶端点为心电图信号中的 R 型波信号的顶端点。

18. 根据权利要求 15 所述的方法，其特征在于，所述待测信号为光
10 体积变化描记信号。

19. 根据权利要求 18 所述的方法，其特征在于，所述输入端被连接
至光体积变化描记信号的感应器，并且此时所述装置测量的信号顶端点
为光体积变化描记信号的顶端点。

20. 根据权利要求 11 所述的方法，其特征在于所述方法进一步包括
15 利用与所述装置的所述输出端相连的外部信号处理器对所述装置的输出
信号进行处理的步骤。

21. 一种利用权利要求 1 所述装置进行血压测量的设备，包括：

20 第一信号顶端点搜寻装置，用于对第一人体生物特征信号的顶端点
进行搜寻；

第二信号顶端点搜寻装置，用于对第二人体生物特征信号的顶端点
进行搜寻；以及

25 信号处理器，用于记录分别来自所述第一信号顶端点搜寻装置和所
述第二信号顶端点搜寻装置的顶端点搜寻结果信号的时间基点，计算两
个时间基点之间的时间差距，并根据所述时间差距计算出血压。

22. 根据权利要求 21 所述的设备，其特征在于，所述第一人体生物
特征信号为心电图信号。

23. 根据权利要求 22 所述的设备, 其特征在于, 所述顶端点为所述心电图信号中的 R 型波信号的顶端点。

24. 根据权利要求 21 所述的设备, 其特征在于, 所述第二人体生物
5 特征信号为光体积变化描记信号。

25. 根据权利要求 21 所述的设备, 其特征在于, 所述设备还包括一个与
所述信号处理器连接的显示器, 用于显示对血压的测量结果。

10 26. 根据权利要求 21 所述的设备, 其特征在于, 所述设备还包括有
记忆体, 用于保存计算血压所需的参数和公式。

27. 根据权利要求 21 所述的设备, 其特征在于, 所述设备还包括键
盘输入装置, 用于输入计算血压所需的参数。

15

信号顶端点搜寻装置和方法以及其在血压测量中的应用

5 技术领域

本发明一般涉及信号测量技术，特别涉及一种在血压测量中用于搜寻人体所发放的诸如心电图信号（ECG）或光体积变化描记信号（PPG）的信号的顶端点的装置和方法以及其在血压测量中的应用。

10 背景技术

现今的血压计可分为破损式血压计和无破损式血压计两大类。因为破损式血压计在测量期间需要破损病患者的皮肤，容易造成细菌感染和血流不止。因此，为了安全、舒适及方便的缘故，一般医护人员和市民都愿意采用无破损式血压计作血压测量的工具。

15 现今的无破损式血压计主要包括音调测定血压计（Tonometer）、脉搏血压计（Sphygmomanometer）以及光体积变化血压计（Photoplethysmographic meter）。

音调测定血压计利用一组压力感应器来测量病患者的血压信号波形，但是由于这种方法中所采用的感应器的价格较高并且容易受到测量位置的干扰，所以在市场上并不流行。

20 脉搏血压计的测量方法有两种，分别是听诊法（Auscultatory method）和振动法（Oscillometric method）。听诊法的原理在于收集何谓柯氏音（Korotkoff sounds）。振动法则需要腕带气囊的帮助来收集压力振动信号。其不足处在于重复使用脉搏血压计会使病患者的血管受压，使其准确性降低，不利于连续血压测量。

25 光体积变化血压计主要分为两种，第一种光体积变化血压计通过光线的变化来确定血管内血液体积的变化，并由此找出相对的血压变化。这种方法假定血液体积变化和血压变化是相似的，但这种假设未经严格的实验证明。第二种光体积变化血压计则利用了血压与脉搏波速度（Pulse wave velocity）之间的关系。当血压上升时，由于血管的扩张造成血管变

硬，从而使脉搏波速度上升。因此，只要找到脉搏波速度与血压之间的关系，就可以测出患者的血压。

脉搏波速度可通过脉搏传送时间（Pulse Transit Time）来得到确定。而脉搏传送时间则可通过测量心电图信号与光体积变化描记信号的时间差而得到确定。在利用心电图信号与光体积变化描记信号的时间差进行脉搏传送时间测量时，通常的做法是，采用心电图信号中的 R 型波信号的顶端点以及光体积变化描记信号的顶端点以分别作为测量基点，并且计算这两个基点之间的时间差，从而确定出脉搏传送时间。

现有技术中已经有一些仪器能够利用上述方法进行脉搏传送时间的测量。但是，这些现有测量仪器的缺点在于，其用来执行信号顶端点搜寻的工作一般由诸如顶端点搜寻程序的复杂软件程序来完成，而复杂软件程序对信号处理器具有较高的要求，由此增加了整个仪器的开发成本，并且其开发时间也较长。

15 发明内容

因此，本发明就是针对现有技术中的上述缺点而产生的，其目的是提供一种信号顶端点搜寻装置和方法及其在血压测量中的应用，它既能够使血压测量过程中的信号顶端点搜寻过程得到简化，同时还能保证有效地测量作为测量基点的信号顶端点出现的准确时间，进而利用测量基点之间的时间差距作为测量血压的参考指标。

为了实现上述目的，根据本发明的第一个方面所述，它提供了一种信号顶端点搜寻装置，该装置包括：输入端，用于输入待测信号；电流转向检测电路，用于根据待测信号的输入电流方向而输出相应的信号；顶端点检测电路，用于检测待测信号的顶端点，使其输出信号的幅度尽量维持在顶端点附近，并使其输出信号接近为有一定幅度的直流信号；幅度调节电路，用于调节其输入信号的幅度；幅度比较电路，用于对其输入信号的幅度进行比较，并根据比较结果输出相应的信号；开关电路，用于在控制信号的控制下使其通过的信号被导通或切断；以及输出端，用于将信号输出至外部，

其中，待测信号通过所述输入端、所述顶端点检测电路以及所述幅

度调节电路被输入至所述幅度比较电路的一端，待测信号还通过所述输入端被直接连接至所述幅度比较电路的另一端，所述幅度比较电路对两个所述输入信号的幅度进行比较，并将比较结果信号输出至所述开关电路的控制端以作为其控制信号，所述开关电路根据该控制信号的控制，
5 将来自所述输入端并经由所述电流转向检测电路输入的信号通过所述输出端输出至外部，或者切断所述电流转向检测电路与所述输出端的连接。

在根据本发明第一个方面所述的信号顶端点搜寻装置中，由所述电流转向检测电路通过所述开关电路输出至所述输出端的信号为方型脉冲信号，所述方型脉冲信号与所述待测信号的顶端点具有对应的关系。

10 在本发明的实施例中，所述方型脉冲信号的下降沿对应于所述待测信号的顶端点。

在根据本发明所述的信号顶端点搜寻装置中，所述待测信号为能够反映出人体生理特征的信号。

所述人体生理特征信号可以是心电图信号。在这种情况下，所述输入端被连接至心电图信号的感应器，并且此时所述装置测量的信号顶端点可以是心电图信号中的R型波信号的顶端点。
15

所述人体生理特征信号还可以是光体积变化描记信号。在这种情况下，所述输入端被连接至光体积变化描记信号的感应器，并且此时所述装置测量的信号顶端点为光体积变化描记信号的顶端点。

20 在本发明的实施例中，所述顶端点检测电路包括第一运算放大器、第二运算放大器、二极管以及电容，

其中，所述第一运算放大器的同相输入端与所述装置的所述输入端相连，其反相输入端与所述第二运算放大器的反相输入端及输出端相连，所述第一运算放大器的输出端通过所述二极管连接至所述第二运算放大器的同相输入端，所述第二运算放大器的同相输入端通过所述电容接地。
25

另外，在本发明的实施例中，所述装置的所述输出端可与外部信号处理器连接，用于对所述装置的输出信号进行处理。

根据本发明的第二个方面所述，它提供了一种利用上述装置进行信号顶端点搜寻的方法，该方法包括以下步骤：1)通过所述装置的所述输入端输入待测信号；2)利用所述电流转向检测电路对待测信号进行电流
30

转向检测，并输出相应的信号；以及3)从所述电流转向检测电路输出的信号中选择出与待测信号的顶端点相关的信号并输出该信号。

所述方法进一步包括以下步骤：3-1)利用所述装置的所述顶端点检测电路检测待测信号的顶端点，使其输出信号的幅度尽量维持在顶端点附近，并使其输出信号接近为有一定幅度的直流信号；3-2)利用所述装置的所述幅度调节电路对所述顶端点检测电路的输出信号的幅度进行调节；3-3)利用所述装置的所述幅度比较电路对通过所述输入端输入的待测信号的幅度与所述顶端点检测电路的输出信号的幅度进行比较，并产生比较结果信号；以及3-4)利用所述比较结果信号作为控制信号对所述开关电路进行控制，以导通或者切断所述电流转向检测电路向所述装置的所述输出端输出的信号。

在根据本发明第二个方面所述的信号顶端点搜寻方法中，由所述电流转向检测电路通过所述开关电路输出至所述输出端的信号为方型脉冲信号，所述方型脉冲信号与所述待测信号的顶端点具有对应的关系。

在本发明的实施例中，所述方型脉冲信号的下降沿对应于所述待测信号的顶端点。

在根据本发明所述的信号顶端点搜寻方法中，所述待测信号为能够反映出人体生理特征的信号。

所述人体生理特征信号可以是心电图信号。在这种情况下，所述输入端被连接至心电图信号的感应器，并且此时所述装置测量的信号顶端点可以是心电图信号中的R型波信号的顶端点。

所述待测信号还可以是光体积变化描记信号。在这种情况下，所述输入端被连接至光体积变化描记信号的感应器，并且此时所述装置测量的信号顶端点为光体积变化描记信号的顶端点。

另外，在本发明的实施例中，所述方法进一步包括利用与所述装置的所述输出端相连的外部信号处理器对所述装置的输出信号进行处理的步骤。

根据本发明的第三个方面所述，它提供了一种利用上述装置进行血压测量的设备，所述设备包括：第一信号顶端点搜寻装置，用于对第一人体生物特征信号的顶端点进行搜寻；第二信号顶端点搜寻装置，用于

对第二人体生物特征信号的顶端点进行搜寻；信号处理器，用于记录分别来自所述第一信号顶端点搜寻装置和所述第二信号顶端点搜寻装置的顶端点搜寻结果信号的时间基点，计算两个时间基点之间的时间差距，并根据所述时间差距计算出血压。

- 5 在根据本发明第三个方面所述的设备中，所述第一人体生物特征信号可以为心电图信号，而且，在这种情况下，所述顶端点为心电图信号中的 R 型波信号的顶端点。所述第二人体生物特征信号为光体积变化描记信号。

所述设备可还包括一个显示器，用于显示对血压的测量结果。

- 10 所述设备还包括有记忆体，用于保存计算血压所需的参数和公式。

所述设备还可包括键盘输入装置，用于输入计算血压所需的参数。

- 根据本发明的第四个方面所述，它提供了一种利用上述装置进行血压测量的方法，所述方法包括以下步骤：1) 利用所述第一信号顶端点搜寻装置对心电图信号中的顶端点进行搜寻；2) 利用所述第二信号顶端点
15 搜寻装置对光体积变化描记信号的顶端点进行搜寻；3) 利用所述信号处理器记录分别来自所述第一信号顶端点搜寻装置和所述第二信号顶端点搜寻装置的顶端点搜寻结果信号的时间基点，计算两个时间基点之间的时间差距；以及 4) 由所述信号处理器根据所述时间差距计算出血压。

- 在根据本发明第四个方面所述的方法中，所述第一人体生物特征信
20 号可以为心电图信号，而且，在这种情况下，所述顶端点为心电图信号中的 R 型波信号的顶端点。所述第二人体生物特征信号为光体积变化描记信号。

上述步骤 4) 中进一步包括根据保存在一记忆体中的参数和公式计算血压的步骤。

- 25 所述方法还可包括显示计算出来的血压的步骤。

所述方法还可包括输入计算血压所需参数的步骤。

- 本发明可应用于但不限于无破损式，连续式及无腕带气囊式血压计，由于简化了利用诸如信号顶端搜寻程序进行的后期信号处理，因此它对信号处理器的要求不高。与现有技术相比，本发明不但成本较低和省电，
30 而且，由于程序得到了简化，所以其开发时间亦相对减少，从而大大增

加成本效益。

附图说明

通过以下的详细文字说明并参考附图，本发明的上述目的、特征及
5 优点将变得更加清楚，在以下的附图中：

图 1 为根据本发明实施例所述的信号顶端点搜寻装置的电路结构图；

图 2 为根据本发明实施例所述的信号顶端点搜寻方法的流程图；

图 3 为本发明实施例中的信号波形图；

图 4 为根据本发明实施例所述的血压测量设备的结构框图；

10 图 5 为根据本发明实施例所述的血压测量方法的流程框图。

优选实施例的说明

以下将参考附图本发明的各个实施例进行详细说明。

首先参考图 1 和图 3 对根据本发明实施例所述的信号顶端点搜寻装
15 置进行说明。

图 1 为根据本发明实施例所述的信号顶端点搜寻装置的电路结构图。
图 3 为本发明实施例中的信号波形图。如图 1 所示，该装置包括：输入
端 110，用于接收输入信号，输入信号可以来自心电图信号或是光体积变
化描记信号，其典型的信号波形如图 3 中的 310 所示；与输入端 110 相
20 连的电流转向检测电路 120，其中包括运算放大器 U1、电阻 R1 及电容
C1，该电路用于感应输入电流的转向，从而输出方型脉冲信号，其输出
的方型脉冲信号的典型信号波形如图 3 中的 340 所示，由于电流转向检
测电路 120 在每次电流转向时均会输出方型脉冲信号，因此并不能代表
输入信号的顶端点的位置(从图 3 中的 310 与 340 的对应关系可以看出)，
25 所以需要另加电路来搜寻顶端点；与输入端 110 相连的顶端点检测电路
130，其内包括两个运算放大器 U2 和 U3、二极管 D1 以及电容 C2，该电
路用于检测输入信号的顶端点并将其输出信号的幅度尽量维持在顶端点
附近，使其输出信号接近为有一定幅度的直流信号，其典型的输出信号
波形如图 3 中的 320 所示；与顶端点检测电路 130 的输出端相连的幅度
30 调节电路 140，其内设有一可变电阻 VR1，用以调节顶端点信号的幅度，

从而输出一种经调节幅度的直流信号，其典型信号波形如 330 所示；幅度比较电路 150，其内设有一运算放大器 U4，运算放大器 U4 的两个输入端分别与幅度调节电路 140 的输出端以及输入端 110 相连，电路 150 用于对经过幅度调节的直流信号与输入信号的幅度进行比较，如果输入信号的幅度大于经过幅度调节的直流信号，则它将输出方型脉冲信号，否则，它将使其输出端接地（即，使输出端保持低电平）；开关电路 160，其内设有一晶体管 Q1、二极管 D2 及一电阻 R2，晶体管 Q1 的基极通过电阻 R2 与幅度比较电路 140 的输出端相连以作为开关电路 160 的控制端，其栅极与电路转向检测电路 120 的输出端相连，其发射极通过二极管 D2 连接至输出端 170，如果幅度比较电路 150 输出的信号为方型脉冲信号（高电平），则开关电路 160 将接通电流转向检测电路 120 与输出端 170，如果幅度比较电路 150 的输出端接地（低电平），则开关电路 160 将切断电流转向检测电路 120 与输出端 170 的连接，这样，经过开关电路 160 的处理，就可以将图 3 所示波形 340 中的那些与顶端点无关的方型脉冲滤除，从而形成如 350 所示的典型波形；以及输出端 170，它可将诸如方型脉冲信号 350 的信号传送给外部设备（如信号处理器）以做进一步处理。

本发明人提请注意的是，虽然在上述说明中以具体电路结构的形式对本发明的实施例做出了说明，但这些说明不应被认为是对本发明的限制。对于本领域的普通技术人员来说，上述各个电路都可有多种公知的实现方法。例如，在 Willis J. Tompkins and John G. Webster, EDS, "Signal Processing - Hardware versus Software"（信号处理 - 硬件与软件），in *Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation*, London, Prentice-Hall International, Inc., 1981; Sergio Franco, "Nonlinear Circuits"（非线性电路），in *Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits - 2nd edition*, New York, The McGraw-Hill Companies, 1997 以及 M. J. Burke, "Low-power ECG amplifier/detector for dry-electrode heart rate monitoring"（用于干电极心率监测的低功率 ECG 放大器/探测器），*Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 32, pp. 678-83, 1994 等参考文献中就记载了上述各个电路的一些具体实现的

例子。

接下来将参考图 1、图 2 和图 3 对根据本发明实施例所述的信号顶端点搜寻方法进行说明。

图 2 为根据本发明实施例所述的信号顶端点搜寻方法的流程图。如图 2 所示，首先，在步骤 210 中，待测信号被输入，所输入的待测信号可以来自心电图信号或是光体积变化描记信号，其典型信号波形如图 3 中的 310 所示。然后，在步骤 220 中，待测信号被输入至电路转向检测电路 120（见图 1），并在步骤 230 中受到电流转向检测，随着电流产生如波形 310 的转向，转向检测电路 120 将相应地输出方型脉冲信号至开关电路 160，其典型波形如 340 所示。由于电路转向检测电路 120 在每次电流转向均会输出方型脉冲信号，因此这些信号并不能代表输入信号的顶端点的位置，所以需要对这些信号做进一步的过滤，以滤除那些与顶端点无关的方型脉冲信号。与此同时，待测信号还被输入至顶端点检测电路 130，在步骤 240 中，顶端点检测电路 130 对待测信号的顶端点进行检测，并输出顶端点信号。然后，在步骤 250 中，顶端点检测电路 130 输出的顶端点信号的幅度受到幅度调节电路 140 的调节，并被输出至幅度比较电路 150。在步骤 260 中，幅度比较电路 150 对待测信号的幅度与幅度调节电路的输出信号的幅度进行比较，并根据比较结果输出一个控制信号。电路转向检测电路 120 与输出端 170 将在该控制信号的控制下被相应地连通或者切断，具体来说，如果待测信号的幅度大于幅度调节电路的输出信号的幅度，则开关电路 160 导通，进而开启电路转向检测电路的输出（步骤 270），反之，则开关电路关闭，进而关闭电路转向检测电路的输出（步骤 280）。最后，测量结果信号（具有诸如 350 所示的信号波形）通过输出端 170 被输出至诸如信号处理器的外部设备（步骤 290）。

上述步骤 240 至 260 的目的是为了从电流转向检测电路所输出的方型脉冲信号中滤除那些与顶端点无关的信号。但是，本领域的普通技术人员应该明白，滤除非顶端点信号的技术手段并不仅限于上述的具体方法。例如，也可以采用低通和高通滤波器进行滤波的方法。由于心电图信号及光体积变化描记信号于本发明只用作顶端点的检察，其运用到的

有效频谱大约在 0.5 赫兹到 30 赫兹之间。而噪音的频谱大多在直流或 50 赫兹附近, 因此, 可以采用低通和高通滤波器把非信号的噪音滤除。低通和高通滤波器的设计可参考例如以下文献: Sergio Franco, "Active Filters: Part I"(有源滤波器: 第一章), in *Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits -2nd edition*, New York, The McGraw-Hill Companies, 1997.

以下将参考图 4 和图 5 对本发明所述装置在血压测量中的应用进行说明。

图 4 是根据本发明实施例所述的血压测量设备的结构示意图。如图 4 所示, 一种根据本发明所述的血压测量设备主要由两个本发明所述的顶端点测量装置 430 和 440 以及信号处理器 450 组成。装置 430 可用于测量其由心电图信号感应器 410 所收集的心电图信号的顶端点, 并将其顶端点的准确时间输出至信号处理器 450 以作为血压测量的一项参考指标。在确定顶端点的准确时间时, 可以采用心电图信号中的 R 型波信号的顶端点作为基点。本发明电路 440 可用于测量由光体积变化描记信号感应器 420 所收集的光体积变化描记信号的顶端点, 并将其顶端点的准确时间输出至信号处理器 450 以作为血压测量的另一项参考指标。在确定顶端点的准确时间时, 可以采用光体积变化描记信号的顶端点作为基点。另外, 在采用上述顶端点作为测量血压的基点时, 可以采用本发明装置所输出的方型脉冲信号的下降沿边(见图 3 中的 360)作为输入信号的顶端点的时间位置。信号处理器 450 利用装置 430 和 440 所收集的信号顶端点的准确时间分别作为基点, 计算出两个时间基点之间的时间差, 并利用血压与脉搏传送时间(即, 上述时间差)的对应相关关系计算出血压。根据本实施例所述的血压测量设备还可包括, 例如: 输入键盘 470, 用于向信号处理器 450 手工输入血压测量所需的参数; 记忆体 460, 用于存储进行血压测量所需的参数及计算公式; 以及显示器 480, 用于向用户或医务人员报告血压测量的结果, 等等。由于这些部件对本领域的普通技术人员来说都是公知的, 故此不再赘述。

图 5 为根据本发明实施例所述的血压测量方法的流程框图。如图 5 所示, 当利用如图 4 所示的本发明设备进行血压测量时, 在步骤 510 中,

首先执行顶端检测算法，即，利用信号处理器 450 对通过本发明的线路 430 或 440 所输出的心电图信号的顶端脉冲跟光体积变化描记信号的顶端脉冲 290 进行运算，以计算出心电图信号及光体积变化描记信号的顶端点时间位置。然后，在步骤 520 中，信号处理器 450 根据心电图信号与光体积变化描记信号之间的时间差以确定出脉搏传送时间的值。接下来，在步骤 530 中，信号处理器 450 对脉搏传送时间的总数是否达到默认值（例如 10）做出判断。使用单一的脉搏传送时间去决定血压会存在许多不稳定的因子，从而增加血压检测的误差。在本发明是基于 10 个脉搏传送时间的平均值。步骤 530 是需要被重复直到 10 个脉搏传送时间被检测。下一步，在步骤 540 中，信号处理器 450 根据在内存 460 中所预先调测的方程式，并利用步骤 530 所计算的平均脉搏传送时间，从而计算出收缩压，平均压和舒张压。在决定收缩压，平均压和舒张压之后，数值被传送到步骤 550。在步骤 550 中，如果血压值不在正常值范围内（例如收缩压大于 240mmHg），则处理器 450 将在步骤 560 中发出错误信息。计算出来的收缩压、平均压和舒张压可通过显示器 480 被显示出来，也可通过诸如无线传输装置的通信装置被传送给远端以便于进一步的处理。如果需要另外的血压测量，则步骤 570 将重复步骤 510、520、530、540、550 和 560。

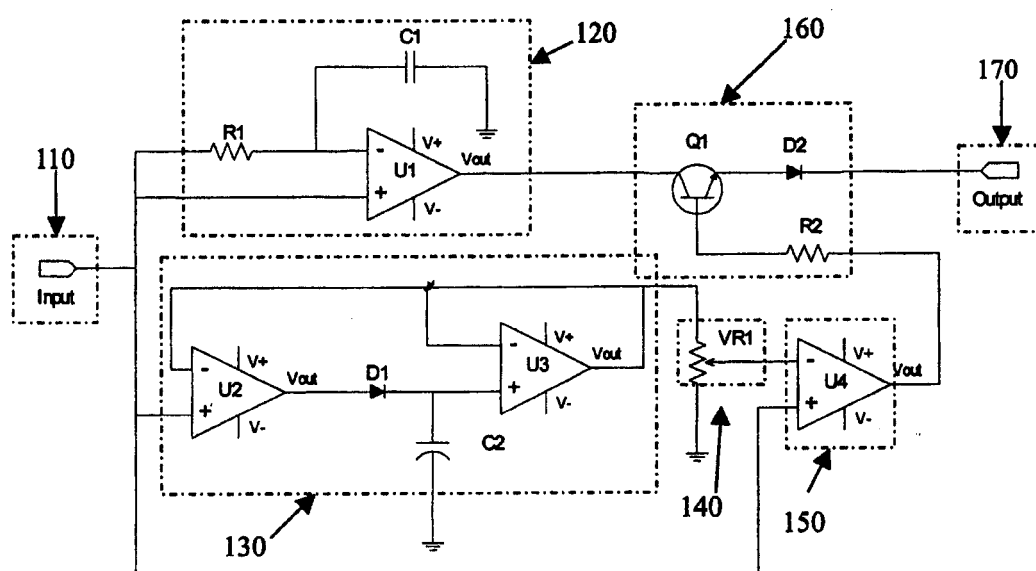


图 1

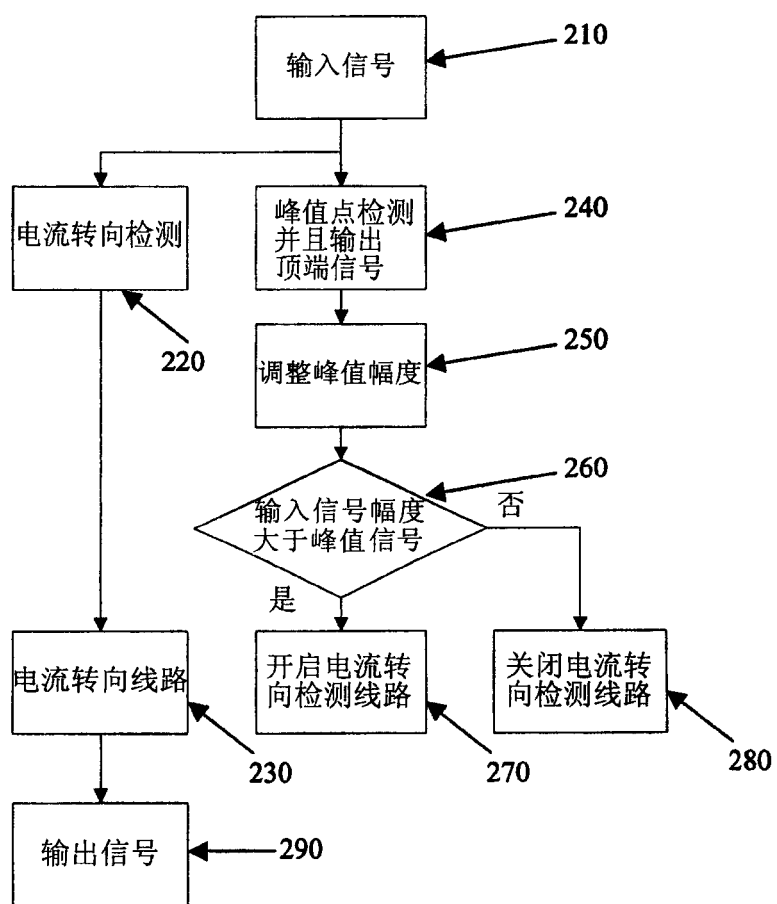


图 2

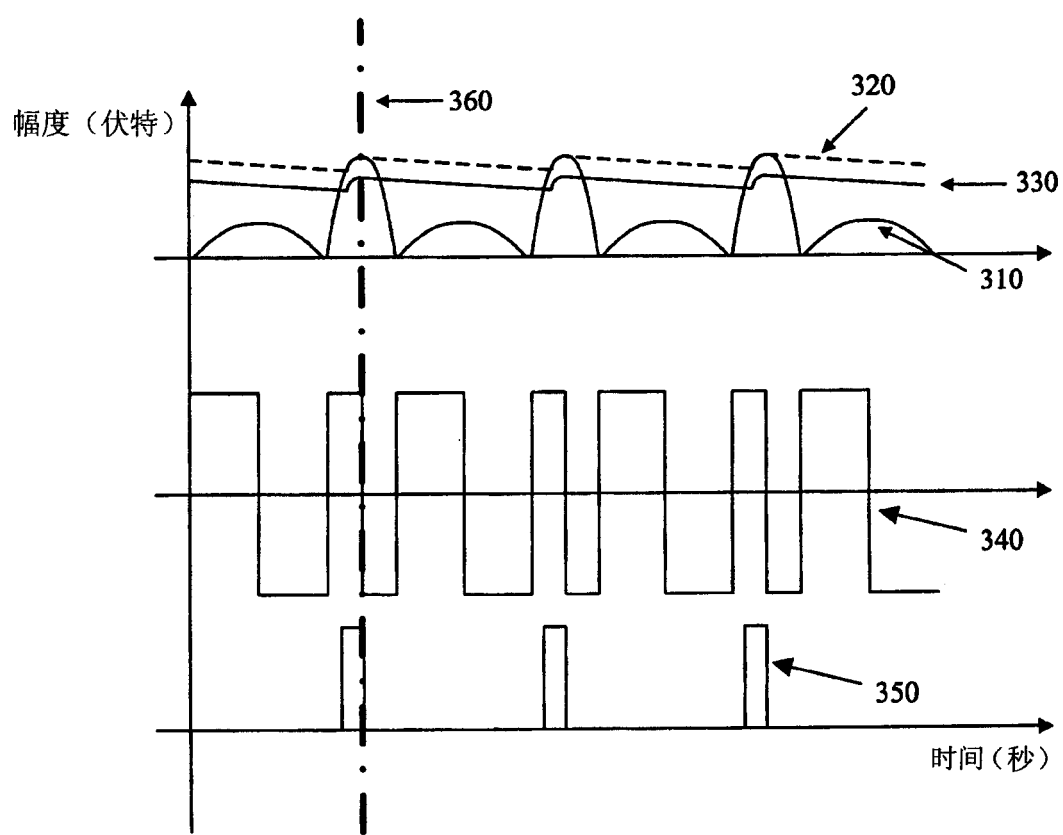


图 3

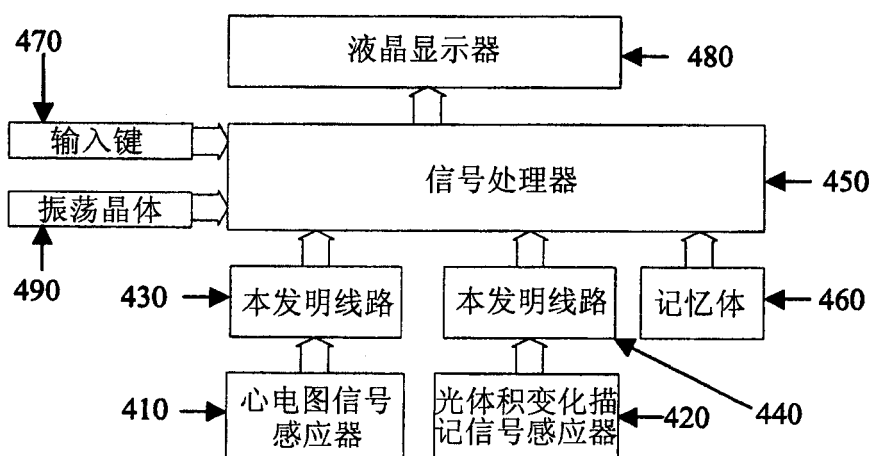


图 4

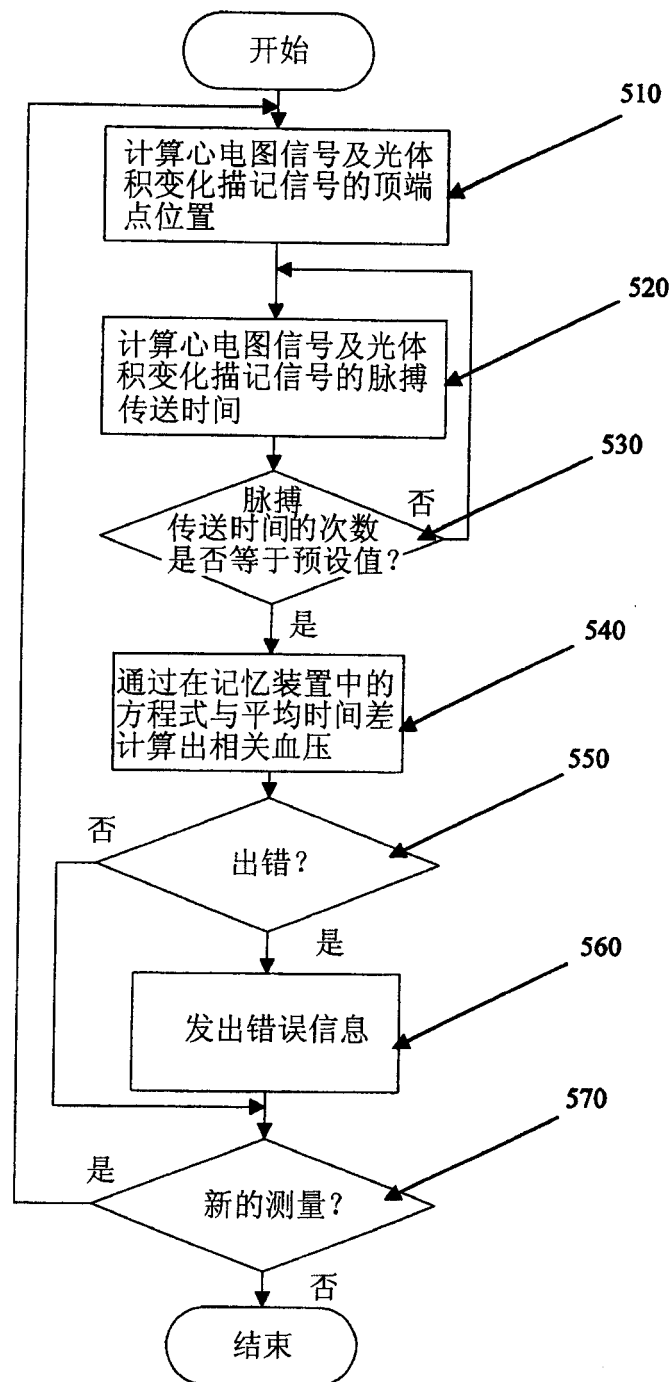


图 5

专利名称(译)	信号顶端点搜寻装置和方法以及其在血压测量中的应用		
公开(公告)号	CN1307937C	公开(公告)日	2007-04-04
申请号	CN03136659.7	申请日	2003-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	香港中文大学		
申请(专利权)人(译)	香港中文大学		
当前申请(专利权)人(译)	香港中文大学		
[标]发明人	张元亭 叶龙 潘少恒		
发明人	张元亭 叶龙 潘少恒		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/02 A61B5/0245 A61B5/00		
代理人(译)	杨生平 杨红梅		
其他公开文献	CN1548006A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种信号顶端点搜寻装置，该装置包括多个运算放大器、数种电容、电阻、可变电阻、二极管及晶体管。它可被用于测量人体所发放的心电图信号(Electrocardiogram-ECG)或是光体积变化描记信号(Photoplethysmograph-PPG)的顶端点，这些顶端点可被用于人体血压的测量。另外，本发明还公开一种信号顶端点搜寻方法以及其在血压测量中的应用。本发明的装置可被应用于但不限于无损式、连续式及无腕带气囊式血压计，其目的在于简化后期的信号处理，例如信号顶端点搜寻程序。因此可选用一些运算速度比较慢的信号处理器作信号分析。与常用的信号处理器相比，不但价钱比较低和省电，而且由于程序简化了，开发处理器的时间亦相对减少，大大增加成本效益。

